



CUSTOMER NO. 27123

Docket No. 1232-5378

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

Applicant(s): Osamu TSUJII

Group Art Unit: 2882

Serial No.: 10/825,743

Examiner: TBA

Filed: April 16, 2004

For: RADIATION IMAGING APPARATUS

**CERTIFICATE OF MAILING (37 C.F.R. §1.8(A))**

Mail Stop  
Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

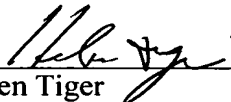
I hereby certify that the attached:

1. Claim to Convention Priority
2. Return Receipt Postcard
- 3.

along with any paper(s) referred to as being attached or enclosed and this Certificate of Mailing are being deposited with the United States Postal Service on date shown below with sufficient postage as first-class mail in an envelope addressed to the: Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450.

Respectfully submitted,  
MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.

Dated: October 15, 2004

By:   
Helen Tiger

**Correspondence Address:**

MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.  
3 World Financial Center  
New York, NY 10281-2101  
(212) 415-8700 Telephone  
(212) 415-8701 Facsimile



CUSTOMER NO. 27123

Docket No.: 1232-5378

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

Applicant(s): Osamu TSUJII

Group Art Unit: 2882

Serial No.: 10/825,743

Examiner: TBA

Filed: April 16, 2004

For: RADIATION IMAGING APPARATUS

**CLAIM TO CONVENTION PRIORITY**

Mail Stop \_\_\_\_\_  
Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

In the matter of the above-identified application and under the provisions of 35 U.S.C. §119 and 37 C.F.R. §1.55, applicant(s) claim(s) the benefit of the following prior application(s):

Application(s) filed in: Japan  
In the name of: Canon Kabushiki Kaisha  
Serial No(s): 2003-163703  
Filing Date(s): June 9, 2003

- ☒ Pursuant to the Claim to Priority, applicant(s) submit(s) a duly certified copy of said foreign application.
- ☐ A duly certified copy of said foreign application is in the file of application Serial No. \_\_\_\_\_, filed \_\_\_\_\_.

Respectfully submitted,  
MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.

Dated: October 15, 2004

By: \_\_\_\_\_

Joseph A. Calvaruso  
Registration No. 28,287

Correspondence Address:  
MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.  
3 World Financial Center  
New York, NY 10281-2101  
(212) 415-8700 Telephone  
(212) 415-8701 Facsimile

# 日本国特許庁

JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年 6月 9日  
Date of Application:

出願番号 特願2003-163703  
Application Number:  
[ST. 10/C]: [JP2003-163703]

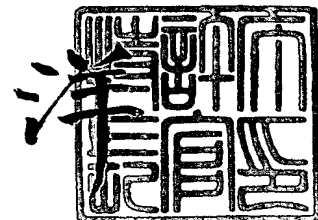
願人 キヤノン株式会社  
Applicant(s):

CERTIFIED COPY OF  
PRIORITY DOCUMENT

2004年 6月22日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

小川



【書類名】 特許願

【整理番号】 254430

【提出日】 平成15年 6月 9日

【あて先】 特許庁長官 太田 信一郎 殿

【国際特許分類】 A61B 6/00

【発明の名称】 放射線撮影装置

【請求項の数】 11

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号キャノン株式会社  
内

【氏名】 辻井 修

【特許出願人】

【識別番号】 000001007

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号

【氏名又は名称】 キャノン株式会社

【代表者】 御手洗 富士夫

【代理人】

【識別番号】 100090538

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号キャノン株式会社  
内

【弁理士】

【氏名又は名称】 西山 恵三

【電話番号】 03-3758-2111

## 【選任した代理人】

【識別番号】 100096965

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キャノン株式会社  
社内

## 【弁理士】

【氏名又は名称】 内尾 裕一

【電話番号】 03-3758-2111

## 【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011224

【納付金額】 21,000円

## 【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9908388

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線撮影装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被写体情報を入力する情報入力手段と、該情報入力手段で入力された被写体情報を基に、被写体の目的領域に対する前記放射線発生源の放射線の放射線角を概略  $10^{\circ}$  から  $12^{\circ}$  の範囲で選択し、放射線発生源と 2 次元検出器の間の距離を選択した放射線角から計算する計算手段を備えることを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 2】 前記計算手段で計算された距離を表示する表示手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 3】 被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、該放射線発生源が放射した放射線中で被写体を回転させる回転手段と、前記放射線を検出する 2 次元検出器と、放射線発生源と 2 次元検出器の間の距離を計算する計算手段とを備えることを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 4】 被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、該放射線発生源が放射した放射線中で被写体を回転させる回転手段と、前記放射線を検出する 2 次元検出器と、放射線発生源と 2 次元検出器の間の距離を計算する計算手段とを有するとともに、該計算手段で計算された距離に前記放射線発生源と前記 2 次元検出器を配置したことを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 5】 被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、該放射線発生源が放射した放射線中で人体を回転させる回転手段と、前記放射線を検出する 2 次元検出器と、放射線発生源と 2 次元検出器の間の距離を計算する計算手段と、該計算手段で計算された距離に前記放射線発生源と前記 2 次元検出器を配置する放射線発生源移動手段を有することを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 6】 前記計算手段では、被写体情報を基に、被写体の目的領域に対する前記放射線発生源の放射線の放射線角を概略  $10^{\circ}$  から  $12^{\circ}$  の範囲で選択し、放射線発生源と 2 次元検出器の間の距離を選択した放射線角から計算することを特徴とする請求項 3 から 5 のいずれか一項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 7】 前記計算手段において被写体の肺野高さ、身長、体重等の被

写体情報を入力する入力手段を備えることを特徴とする請求項 3 から 6 のいずれか一項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 8】 前記 2 次元検出器からの出力信号を再構成する再構成手段を有することを特徴とする請求項 3 から 7 のいずれか一項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 9】 被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、該放射線発生源が放射した放射線中で人体を回転させる回転手段と、前記放射線を検出する 2 次元検出器とを有し、胸部撮影の場合に前記放射線発生源と前記 2 次元検出器を概ね 200 cm 以上かつ 300 cm 以下の間隔で配置したことを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 10】 被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、該放射線発生源が放射した放射線中で人体を回転させる回転手段と、前記放射線を検出する 2 次元検出器とを有し、前記放射線発生源と前記 2 次元検出器を概ね 200 cm 以上の間隔で配置したことを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 11】 体軸方向に人体を相対的に移動させないことを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の放射線撮影装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

#### 【発明の属する技術分野】

本発明は、コーンビームを放射線発生源として 3 次元画像を撮像する放射線撮影装置に関し、特に放射線発生源と 2 次元検出器の距離を好適に選択した放射線撮影装置に関する。

##### 【0002】

#### 【従来の技術】

近年、大画面のデジタルデータを取得するために、放射線撮影用の 2 次元検出器 (FPD (Flat Panel Detector) と呼ぶ) の開発が進んでいる (例えば、特許文献 1 参照)。特に単純撮影用に、43 cm X 43 cm の大受光面を有する 2 次元検出器を用いた撮影装置が実用化されている状況にある。

##### 【0003】

一方、被検体に対してX線を曝射し、該被検体を透過したX線をX線検出器で検出し、このX線検出出力（X線のフォトン数）に基づいて被検体の透視画像（スキャノグラムあるいはS C O U T画像と呼ばれている）、断層像或いは三次元画像を撮像するX線C T装置が知られている。

#### 【 0 0 0 4 】

この三次元画像を撮像するX線C T装置において、2次元検出器の開発技術の向上もあり、三次元画像を撮像するX線C T装置として、コーンビームC T装置が開発されている。通常のX線C T装置では、X線ビームはZ方向に薄く切り出されており、ファンビームと呼ばれるが、コーンビームC T（C B C T）では、Z方向にも広がったX線ビーム（コーンビームと呼ぶ）を用い、このコーンビームを2次元検出器で受像するものである。ファンビームを用いたC Tに比較してコーンビームC Tでは一回転でのスキャンで被写体を撮影できる範囲が広いいため、回転数が少なくすみ撮影の効率化が図れる利点がある。つまり、コーンビームの広がりである放射線角を広く取ることにより撮影の効率化が図れる。しかし、一方で、放射線角を広く取りすぎると再構成画像で再構成エラーが生じる問題がある。

#### 【 0 0 0 5 】

ところで、コーンビームC Tには、X線源と検出器のペアが被検体の周囲を回転しながらスキャン（投影データの収集）を行うタイプがある（例えば、特許文献2）。しかし、一定の放射線角以下で、広い受光面を有する2次元検出器の受光面の全てに放射線発生源からの放射線を照射するためには2次元検出器と放射線発生源の距離を一定以上とらなければならない問題がある。従って、X線源と検出器のペアが被検体の周囲を回転しながらスキャン（投影データの収集）を行うタイプのC B C Tでは、2次元検出器と放射線発生源の距離を大受光面が有効に使用される様に配置することは、装置の大きさとの関係で困難である。

#### 【 0 0 0 6 】

他方、X線源と検出器のペアを固定し、代わりに被写体が回転する（スパイラルを行わない）被写体回転型のC B C Tが実用化に向けて開発が進められている（例えば、特許文献3）。



## 【0007】

また、X線の単純撮影では、100年程度の伝統の中で、被写体と放射線発生源の距離が試行錯誤的に求められてきた背景があり、被写体と放射線発生源の距離を適切に決めることがX線技師の腕の良し悪しの1つとされている。この様に、2次元検出器と放射線発生源との距離を適切に定めることが放射線撮影装置にとって重要であり、X線技師が撮影経験を有しない、被写体が回転する被写体回転型のCBCTを実用化するためには、2次元検出器と放射線発生源との距離を適切に定めることが特に重要と考えられる。

## 【0008】

また、例えば特許文献3に開示されるCBCTではX線発生装置の焦点位置からX線I. I.の入力面までの距離が1200 (mm)、X線発生装置の焦点位置から回転装置の回転中心までの距離すなわちX線源の回転半径  $r$  が800 (mm) に設定されており、X線I. I. が16インチ型（水平方向の画面サイズは400 (mm)）の場合の透過X線像の視野は、直径が約260 (mm)の球形となる。この条件から計算すると放射線角は、片側9.5度で合計19度となっているが、視野周辺領域（主として2次元検出器の周辺領域）での再構成画像の再構成エラーが生じる問題があり、適切な放射線角が求められていない問題がある。

## 【0009】

尚、スパイラル型（例えば特許文献2）のものはCBCTの放射線角を比較的小さく（1-2度）設定して、複数回の回転で目的とした部位全体のデータ収集を行うものであり、再構成エラーが生じる放射線角の検討はスパイラル型CBCTではなされていない。

## 【0010】

## 【特許文献1】

特開平09-288184号公報

## 【特許文献2】

特開平10-21372号公報

## 【特許文献3】

特開 2000-217810 号公報

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、X線源と検出器のペアを固定し、代わりに被写体が回転する（スパイラルを行わない）被写体回転型の C B C T では、2次元検出器と放射線発生源との距離を適切に定められていない問題がある。また、C B C T では、再構成画像の再構成エラーが生じる問題があり、適切な放射線角が求められていない問題がある。

【0012】

そこで、本発明は上述のような問題を解消することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】

放射線発生源が被検体に放射線を曝射し、回転手段が放射線発生源が放射した放射線中で人体を回転させ、2次元検出器が放射線を検出し、計算手段が放射線発生源と2次元検出器の間の距離を計算し、放射線発生源移動手段が計算手段で計算された距離に放射線発生源と2次元検出器を配置するものである。本発明の更なる目的又はその他の特徴は、以下添付図面を参照して説明される好ましい実施例によって明らかにされるであろう。

【0014】

【発明の実施の形態】

図1は、被写体が回転する被写体回転型の C B C T の構成例を示し、(a) 図が上面図であり、(b) 図が側面図である。図において101が被写体に向けてコーンビームの放射線を放射する放射線発生源であり、同時に放射線の焦点でもある。ここで図に示す様に放射線の垂直方向の広がり角を放射線角と呼び、放射線の水平方向の広がりをファン角と呼ぶ。また、102が放射線発生源101で放射された放射線を照射される被写体106を載せて回転する回転テーブルである。また、103は被写体を固定する胸当てであり、回転テーブルに固定される支柱103で支持される。105は2次元検出器であり、放射線発生源101から放射された放射線は被写体を固定する胸当て104及び被写体106及び散乱

線除去グリッド（図示しない）を透過し2次元検出器105で検出され電気信号に変更されるものである。

#### 【0015】

また、2次元検出器105は、例えば半導体センサから構成され、例えば1画素が $250 \times 250 \mu\text{m}$ 、センサ外形が $43 \times 43 \text{ cm}$ で構成されるものである。この場合、画素数は $1720 \times 1720$ 画素となる。

#### 【0016】

さらに、図1において焦点101と回転テーブル103の回転中心間距離（Focus-Center-Distance）をFCDと略して以後呼び、焦点（放射線発生源の位置でもある）101と2次元検出器105の間の距離（Focus-Detector-Distance）をFDDと以後略して呼ぶ。また、CBCTで3次元画像が再構成される実空間の範囲を再構成領域と呼び、通常は円柱状の領域となる。この再構成領域の高さを再構成高さ（Height of View）と呼び、略してHOVと以後呼ぶ。また、再構成領域の半径を有効視野直径（Field of View）と呼び、以後FOVと略して呼ぶ。また、放射線の垂直方向の広がりをコーン角、水平方向の広がりをファン角というが、放射線の広がりという意味で、ファン角もコーン角も統一して、放射線角と呼んで用いる事とする。従って、放射線角という場合にはファン角及びコーン角が含まれるものである。

#### 【0017】

図2は本発明のシステム構成図の例を示す図である、図2において、201はBUSであり、このBUSを介して制御信号やデータの送信受信が行われる。202はコンピュータであればCPUに該当し、システム全体を制御する制御手段であり、203は被写体の身長、体重、撮影部位（胸部、腹部、頭部など）の被写体情報を入力する情報入力手段であり、特に胸部撮影の場合には、肺野高（肺野の高さ）の高さを入力する等、撮影部位毎に特有の被写体情報をも情報入力手段から入力する。204は撮影開始の指示や、システムの緊急停止などシステムの動作に関する指示をするインターフェース手段である。205は、情報入力手段203で入力された被写体情報などに基づいて放射線発生源101と2次元検出器105の好適な距離を計算する計算手段、206は計算手段205で計算さ

れた距離に放射線発生源 1 0 1 と 2 次元検出器 1 0 5 を、図示しないモータを含む移動機構を用いて配置する放射線発生源移動手段である。配置に際して、放射線発生源 1 0 1 と 2 次元検出器 1 0 5 のいずれを移動させてもよいのだが、一般に放射線発生源 1 0 1 を移動させるものであり、制御手段 2 0 2 の制御により放射線発生源移動手段 2 0 6 は駆動される。

#### 【0 0 1 8】

2 0 7 はインターフェース手段で入力された撮影開始の指示に従い、制御手段 2 0 2 の制御により回転テーブル 1 0 2 を回転する回転テーブルモータ制御手段である。2 0 8 はインターフェース手段で入力された撮影開始の指示に従い、制御手段 2 0 2 の制御により放射線発生源 1 0 1 の放射線の放射の開始、終了等の放射状態の制御を行う、放射線発生源の出力制御手段である。2 1 0 は 2 次元検出器 1 0 5 の出力画像から再構成画像（再構成画像から断面画像を得ることができる）を構成する再構成手段である。2 1 1 は再構成手段 2 1 0 で再構成された画像を表示し、或いは計算手段 2 0 5 で計算された距離を表示する表示手段である。

#### 【0 0 1 9】

図 3, 4 は放射線撮影装置の処理の流れを示すフローチャートであり、この処理の流れに従い、被写体が回転する被写体回転型の C B C T の動作を胸部撮影を一例として説明する。

#### 【0 0 2 0】

まず、図 3 の流れに従い、焦点（放射線発生源の位置でもある）1 0 1 と 2 次元検出器 1 0 5 の間の距離（Focus-Detector-Distance）である F D D を好適に算出し、焦点（放射線発生源の位置でもある）1 0 1 と 2 次元検出器 1 0 5 を算出した F D D に配置する処理の流れを説明する。

#### 【0 0 2 1】

X 線技師などの操作者は、撮影を開始する前に、情報入力手段 2 0 2 を介して被写体の身長、体重等の患者情報を入力する（S 3 0 1）。次に計算手段 2 0 5 では、患者情報に含まれる身長、体重などから統計的に肺野高（肺野の身長方向の長さ）を算出する。計算手段 2 0 5 は、身長、体重から肺野高さを換算する換

算表を内在しており、身長、体重から肺野高さが算出されるようになっている。一般に身長と肺野高は、相関が高く、既存の統計値から肺野高さを推測することが出来、さらに、患者の体重を情報として加えることで、さらに精度よく肺野高さを推測することが出来るためである。

#### 【0022】

胸部撮影では、肺野が主として医師の診断領域となるため、肺野高が、再構成領域の高さであるHOVと一致する撮影となる。そのため、肺野高の推定値がHOVの値として決定される(S302)。特に、精度よく撮影したい場合には、技師が撮影前に患者の外観から肺野高さを計測して入力することも可能である。この場合には、計測値がそのまま、HOVとなる。

#### 【0023】

特に胸部の撮影の場合で胸部撮影では、肺野が主として医師の診断の目的領域となるため、肺野高が前述のHOVと一致する撮影となることが望ましいためである。

#### 【0024】

次に計算手段205は、決定したHOVから(1)式を用いて焦点(放射線発生源の位置でもある)101と2次元検出器105の間の距離(Focus-Detector-Distance)であるFDDを算出する(S303)。ここで、計算手段205は、情報入力手段での撮影部位情報から放射線角 $\phi$ を概略 $10^\circ$ から $12^\circ$ の間に定める。胸部のように微細構造を有し、肺野周辺も重要な診断目的領域となる部位に対しては、再構成領域全体に高解像度な画像が要求されるため放射線角 $\Phi$ を概略 $10^\circ$ に選択する。一方、腹部のように、微細な構造の再現性が厳しく要求されない場合には $12^\circ$ を選択してもよい。この場合には、FDDが $10^\circ$ を選択したばあいよりも短くなるため、放射線発生源101の放射線量を抑えることが出来る効果がある。

#### 【0025】

$$FDD = 0.5 * FOV + 0.5 * HOV / \tan(\phi / 2) \quad [\text{mm}] \quad (1)$$

この(1)式は、実験と臨床試験から算出したものであり、FDDを好適に定

めるものである。詳細な説明は後述する。また、同時に画像表示手段 2 1 1 で算出した F D D が表示される ( S 3 0 3 ) 。

#### 【 0 0 2 6 】

一般に、焦点(放射線発生源の位置でもある) 1 0 1 と 2 次元検出器 1 0 5 の間の距離 ( Focus-Detector-Distance ) である F D D を定めるのは、X 線技師にとって熟練を要するものであるが、計算手段 2 0 5 で F D D を算出するため、X 線技師は容易に放射線発生源 1 0 1 と 2 次元検出器 1 0 5 の配置を好適に定めることが出来る効果がある。特に、これから実用化されようとしている、被写体が回転する被写体回転型の C B C T においては、X 線技師は撮影経験を有しないものである。このため、適切に F D D を定めることが撮影の良悪を定める重要な要素となる。

#### 【 0 0 2 7 】

次に、放射線発生源移動手段 2 0 6 は、計算手段で算出された F D D の距離間隔に、焦点 (放射線発生源の位置でもある) 1 0 1 と 2 次元検出器 1 0 5 を配置する ( S 3 0 4 ) 。ここでは、制御手段 2 0 2 で制御される図示しないモータ駆動の移動機構を用いるが、一般的な移動機構であればよいものである。これにより、X 線技師は、情報入力手段 2 0 3 の入力を行うことで、自動的に好適な距離である焦点 1 0 1 と 2 次元検出器 1 0 5 の配置を得ることが出来る効果がある。これにより、精度のよい撮影が迅速に行える効果がある。また、これにより患者及び X 線技師の負担が軽減できる効果もある。

#### 【 0 0 2 8 】

さらに、放射線発生源移動手段 2 0 6 を自動的に作動する機構を設けることが出来ない場合は、表示手段 2 1 1 で表示される計算手段 2 0 5 の算出結果である F D D から、人為的に焦点 1 0 1 と 2 次元検出器 1 0 5 の配置をおこなってもよい。尚、人為的に配置が行われる場合にはポテンシオメータにより F D D の確認を行う。この場合にも、好適な距離である焦点 1 0 1 と 2 次元検出器 1 0 5 の配置を得ることが出来る効果がある。これにより、精度のよい撮影が迅速に行える効果がある。また、これにより患者及び X 線技師の負担が軽減できる効果もある。

。

## 【0029】

次に、焦点101と2次元検出器105の配置を終えた後の撮影中の動作について図4の流れに従い説明する。

## 【0030】

インタフェース手段204から入力された撮影開始の信号に従い、制御手段202は回転テーブルモータ制御手段に回転テーブル102の回転信号を送信する(S401)。そして、回転が開始された回転テーブル102から発生されるエンコーダ信号(図示しない)を制御手段202は監視し、所定の一定速度、及び角度に到達したかを確認する(S402)。所定の一定速度、及び角度に到達した時点で制御手段202は放射線発生源の出力手段208に信号を送りX線曝射を開始する(S403)とともにデータの収集を開始する(S404)。該エンコーダ信号はデータの積分タイミング決定にも使用される。尚、被写体106の回転は、回転テーブル102の上に被写体106が立つことで行われる。

## 【0031】

テーブル一回転あたり25000パルスを発生させるエンコーダを使用する場合に、一回転に対して1000ビューの投影データを収集するとすれば、エンコーダ信号25パルス毎に2次元検出器105からデータが収集されることになる。制御手段202では該エンコードパルスをカウントして25パルス毎に積分信号を発生させて、2次元検出器105に到達したX線量をカウントする。そして所定のカウント数に達するまで撮影を継続する(S404、S405)。

## 【0032】

本実施例においては、X線は連続に発生されることを想定しているが、これに限定されるものでなく、該エンコーダ信号をもとに2次元検出器105の積分区間に合わせてパルス状のX線を発生させてもよい。2次元検出器105からのデータはBUSを介して逐次的に再構成手段210に転送される。データの転送は、回転テーブル102が所定の回転角度を回転し、所定のビュー数が収集されるまで続く(S406)。回転テーブル102が所定の回転角度を回転し、所定のビュー数に達すれば、制御手段202は放射線発生源の出力手段208に指令して、X線の曝射を停止する(S406)。その後回転テーブル102を減速させ

ながら停止まで制御する (S408)。

### 【0033】

X線曝射が完了した直後に最後の投影データが再構成手段210に転送される。制御手段202は、該収集された投影データをもとにした再構成を再構成手段210に指示する。尚、全体のデータ収集が完了してから再構成を開始してもよい。再構成は、前処理、フィルタ処理、逆投影処理から構成される。前処理は、オフセット処理、LOG変換、ゲイン補正、欠陥補正から構成される。フィルタ処理では、ラマチャンドラン関数あるいはシェップローガン関数が一般的であり、本実施例でもこれらを使用する。フィルタ処理されたデータは逆投影される。これらフィルタ処理から逆投影までのアルゴリズムは、フェルドkampのアルゴリズムを使用している。逆投影が完了してCTの断面画像が再構成されると断面は画像表示手段211に表示される (S409)。断面画像を表示し撮影は完了する。

### 【0034】

さて、再構成アルゴリズムは、フェルドkampのアルゴリズムを使用するが、これに限定されるものではない。参考文献には、フェルドkamp (F e l d k a m p) とデイビス (D a v i s) およびクレス (K r e s s) が記載した方法 (「実用コーンビームアルゴリズム」 ( “Practical Cone-Beam Algorithm” ) , J. O p t. S o c. A m. A 1, 6 1 2 ~ 6 1 9, 1 9 8 4) がある。幾何学系を以下に示す。

### 【0035】

2次元検出器の幅	430 (mm)
2次元検出器のZ方向の高さ	430 (mm)
焦点一回転中心間距離	FCD=2000 (mm) (Focus-Center-Distance)
焦点-検出器間距離	FDD=2200 (mm) (Focus-Detector-Distance)
再構成高さ	HOV=350 (mm) (Height of View)
有効視野直径	FOV=389 (mm) (Field of View)



放射線角

 $\phi = 10$ 度

## 【0036】

肺野の高さは、35 cm程度が統計的に高い値域であり、この値をもとに放射線角片側5°を保存するようにすると、 $FCD = 2000$  mmとなる。同時に、 $FOV = 389$  mmとし、 $FOV$ の外縁とセンサのギャップを約5 mm確保すれば、 $FDD = 2200$  mmとなる。2次元検出器105を正方形とすると実態 $HOV = 389$  mmであるが、35 cmを超える領域は放射線角度が片側5°を越えるので診断に適さない再構成画像と考えられる。

## 【0037】

放射線角が片側5°以下であることが好ましいと前述したが、5°の数値限定をするにあたっての実験データを以下に示す。実験の撮影系を図5に示すが、管球から900 mmの場所に回転テーブル102に載せられた実験ファントムを配置する。実験ファントム中心から約100 mmの距離に実験用FPDを固定的に配置する。実験に使用したFPDの分解能は0.64 x 0.64 mmであり、画素数は384画素（横）X 224画素（縦）である。

## 【0038】

使用した実験ファントムの断面図を図6に示す。実験ファントムはアクリルの板を6方向に組合わせたもので、板の断面の直径方向のサイズは100 mmである。図7は現実の再構成画像の一例を示しているが、再構成画素数は、384 x 384画素、再構成領域は140 mm  $\phi$ であるので、画素サイズは0.365 x 0.365 mmである。再構成のアルゴリズムは、フェルドkampのアルゴリズムを使用している。図6中に矩形で白く示される部分はROI (Region Of Interest)を示している。

## 【0039】

放射線角の限界数値を検証するために、図6に示したROIの平均画素値、および標準偏差を指標にする。図7に再構成した各断面でのROIの平均画素値、および標準偏差を示す。横軸は再構成断面の番号である。1から350までの断面が再構成され、各再構成断面の再構成ピッチは、断面の分解能と同様に0.365 mmである。つまり、3次元状に等分解能で再構成されたことになる。図中

の系列 1 は平均画素値（下側の波形）、系列 2 は標準偏差（上側の波形）である。

#### 【0040】

図 7 からわかるように、断面位置 A 1 から標準偏差が悪化しているのが読取れる。ただし、図中で断面 90-120 で標準偏差が悪いのはセンサアーチファクトによるものであり、放射線角によるものではない。断面位置 A 2 以降で平均画素値、および標準偏差が悪くなっているが、これは X 線管球と実験用 FPD を結ぶ直線が再構成領域と交わる断面を概ね示している。つまり、データ欠損による平均画素値、および標準偏差の悪化を実証している。

断面位置 A 1 の放射線角を求めると、 $5.07^\circ$  である。次に、再構成画像中の空気領域の CT 値の平均値および標準偏差を示す。空気領域の ROI を図 8 に示し、断面ごとでの平均値および標準偏差を図 9 に示す。アクリル部分と同様の傾向を示していることがわかる。ただし、図 9 で断面 90-120 で標準偏差が悪いのはセンサアーチファクトによるものであり、放射線角によるものではないことも同様である。

#### 【0041】

複数の放射線角で実際に撮影した画像を、複数の医師などが評価した結果も、上記実験結果を支持する結果となっている。この様に、多数の実験的結果と、多数の臨床的な評価から式（1）が導き出されたものであり、好適な FDD を算出する式となっているものである。

#### 【0042】

放射線角を小さくすればより再構成エラーの少ない画像が得られるが、放射線角を小さくするに従い 2 次元検出器 105 と放射線発生源 101 との距離を大きくしなければならず、放射線角を小さくする場合には、放射線発生源 101 から出力する X 線量を増加させる必要がある。しかし、できるだけ放射線発生源 101 の放射線量を抑え、かつ良質な再構成画像を得るためには、（1）式で算出された距離に放射線発生源 101 を設置するのが望ましい。

#### 【0043】

ただし、より良質な再構成画像を得たいという要求がある場合には、高出力の

放射線発生源 101 が開発されているので、FCD および FDD を上記の数値よりも大きくすることも可能である。これにより再構成エラーが小で好適な再構成画像をえることもできる。

#### 【0044】

さて、従来から単純撮影においては、縦 43 cm X 横 35 cm のフィルムが使用されてきたが、これは肺野の高さが最も高い人であっても 43 cm が限度であったことが原因である。そこで、上記の式に  $HOV = 430 \text{ mm}$  を入力すると、 $FDD \div 2660 \text{ mm}$  となる。ただし、上述の式では再構成領域  $FOH = 389 \text{ mm}$   $\phi$  としているが、一般の臥位方式の CT の  $FOV = 500 \text{ mm}$   $\phi$  を採用し、再構成領域からセンサまでの距離を 100 mm とすると

$$FDD = 250 \text{ mm} + 100 \text{ mm} + 0.5 * HOV / \tan 5 \quad (2)$$

となり、これに  $HOV = 430 \text{ mm}$  を入力すると、 $FDD \div 2810 \text{ mm}$  となる。よって、本放射線装置の実用的な範囲としては、概ね 2000 - 3000 mm が好適な範囲となる。

#### 【0045】

(2) 式では放射線角の境界を  $5^\circ$  に設定したが、 $5^\circ$  に限定されるものでなく、腹部などの撮影部位によっては、片側放射線角が  $6^\circ$  に設定しても診断に供する画像が提供できることが検討によりわかっている。

#### 【0046】

次に、本発明にかかる CBBCT を実際に運用する場面では、例えば胸部検診のように大量の被写体を短時間に撮影する必要が生じる。この場合には、大多数の被写体に対して FDD を固定して撮影する事も要求される。上述のように一般に肺野高が 35 cm 以下の人が大多数であること、放射線発生源の放射線量を極力抑えることを考慮すると概ね 2000 mm に FDD を設定することが望ましい。これにより、胸部撮影の場合に、放射線発生源 101 の移動時間をなくすことが出来、撮影効率を上げる効果がある。また、さらに、放射線発生源の放射線量を減じることが出来る。

#### 【0047】

また、まれに肺野高が 43 cm 程度ある人を考慮すると、FDD を概ね 300

0 mmまでの範囲で設定することも望ましい。この場合にも放射線発生源 101 の移動時間をなくすことが出来、撮影効率を上げる効果がある。また、さらに、放射線発生源の放射線量を減じることが出来る。さらに、まれに撮影される肺野高 35 cm以上の被写体撮影にも対応できる効果がある。

#### 【0048】

また、大病院での運用を考えた場合には、胸部のみならず、腹部、腹部、頸椎などの撮影を大量に行う必要が生じる、この場合にも、全ての部位に対応できかつ再構成エラーのない画像を撮影できる距離に FDD を設定する必要が生じる。この場合には、上述のように胸部撮影にも対応できる 2000 mm以上に FDD を設定することが望ましいものである。医師がより再構成エラーの少ない画像を好む場合には放射線発生源の出力が許容する範囲で FDD の距離を 2000 mm以上に設定することが望ましいものである。この様に FDD の距離を 2000 mm以上に設定した場合には、再構成エラーの画像が得られるとともに、多くの撮影部位に対応できる効果がある。

#### 【0049】

##### 【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、スパイラルを行わない C B C Tにおいて、2次元検出器と放射線発生源との距離を適切に定められ、再構成エラーの少ない再構成画像を得ることが出来る。

##### 【図面の簡単な説明】

##### 【図1】

被写体が回転する被写体回転型の C B C T の構成例を示す図である。

##### 【図2】

被写体が回転する被写体回転型の C B C T のシステム構成例を示す図である。

##### 【図3】

FDD を決定する処理の流れを示すフローチャートである。

##### 【図4】

C B C T の撮影の流れを示すフローチャートである。

##### 【図5】

実験に用いた撮影形態を示す図である。

【図 6】

実験ファントムの断面図である。

【図 7】

R O I の平均画素値、および標準偏差を示す図である。

【図 8】

実験ファントムの断面図である。

【図 9】

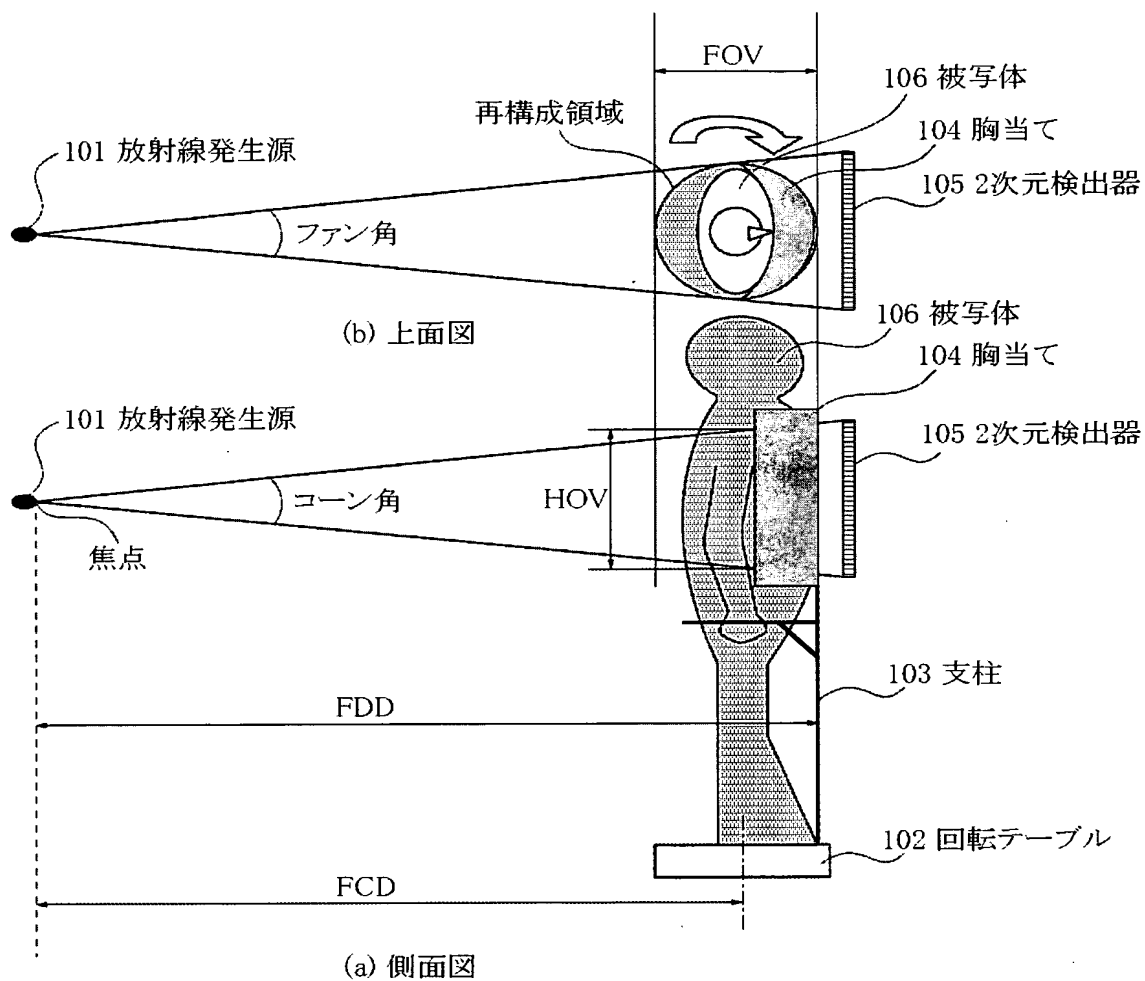
R O I の平均画素値、および標準偏差を示す図である。

【符号の説明】

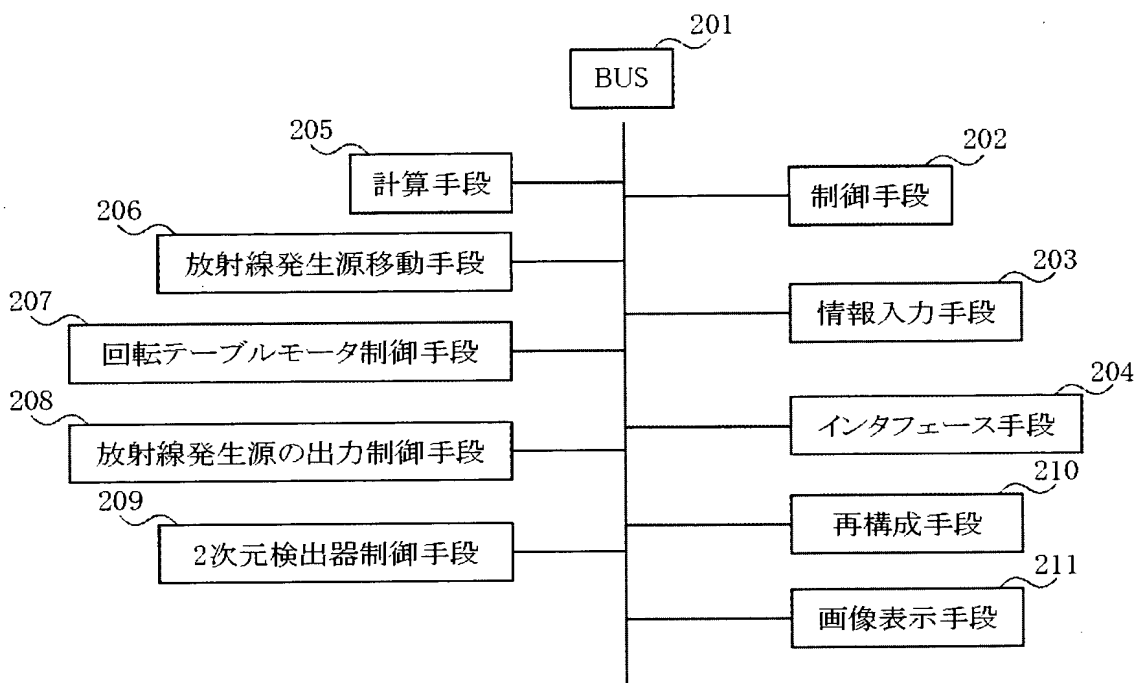
- 1 0 1 放射線発生源
- 1 0 2 回転テーブル
- 1 0 5 2次元検出器
- 1 0 6 被写体
- 2 0 3 情報入力手段
- 2 0 5 計算手段
- 2 0 6 放射線発生源移動手段
- 2 1 0 再構成手段
- 2 1 1 画像表示手段

【書類名】 図面

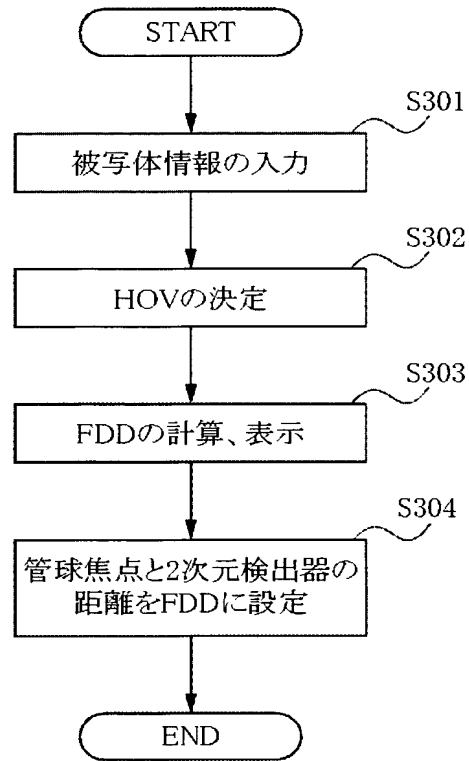
【図 1】



【図 2】

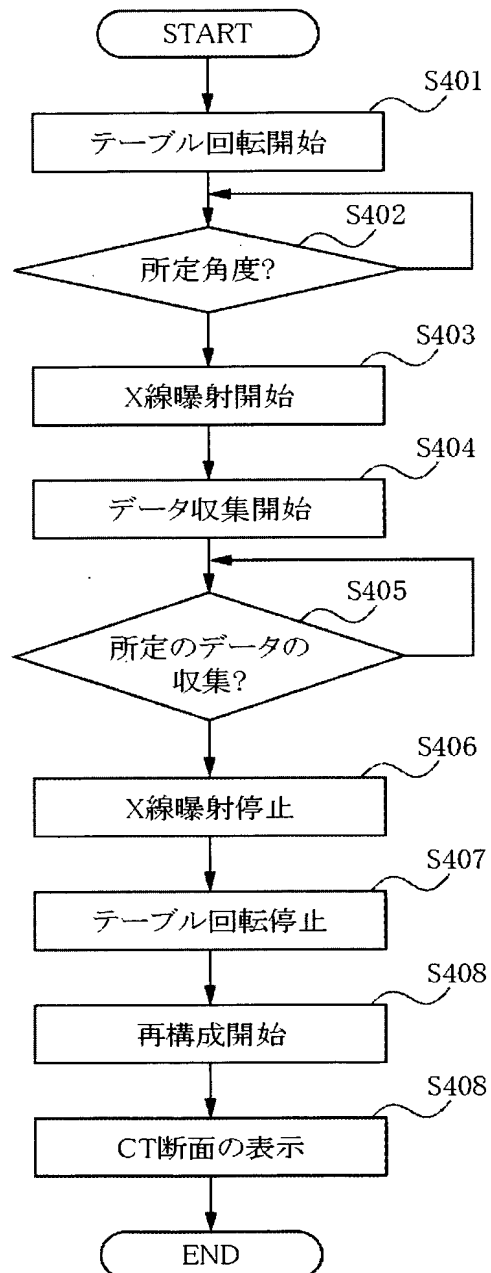


【図 3】

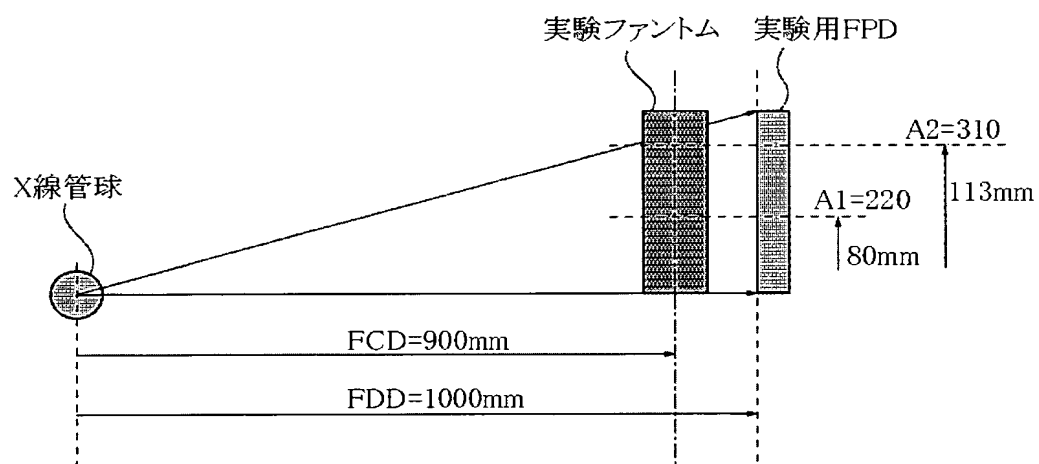




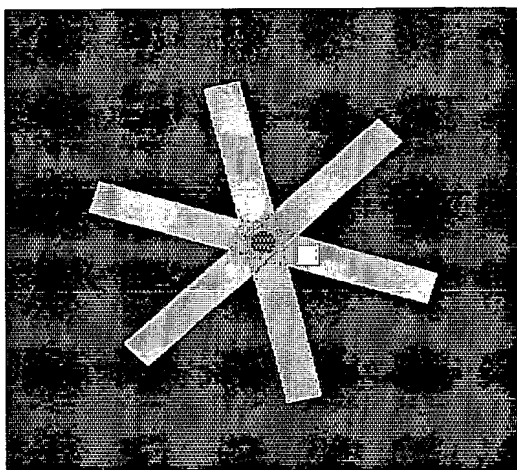
【図 4】



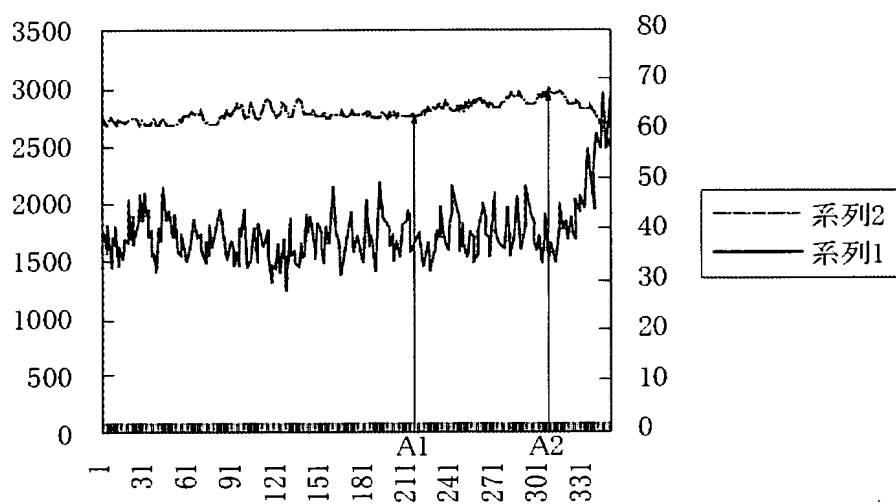
【図 5】



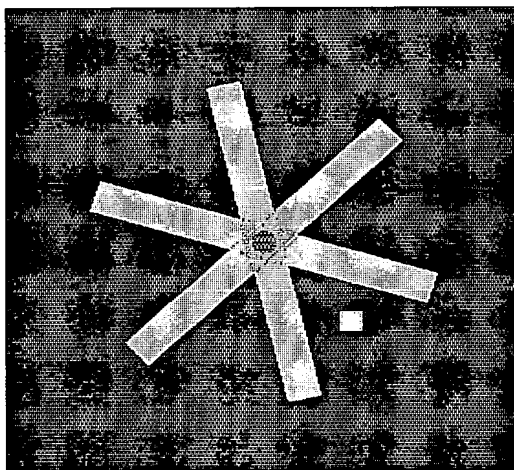
【図 6】



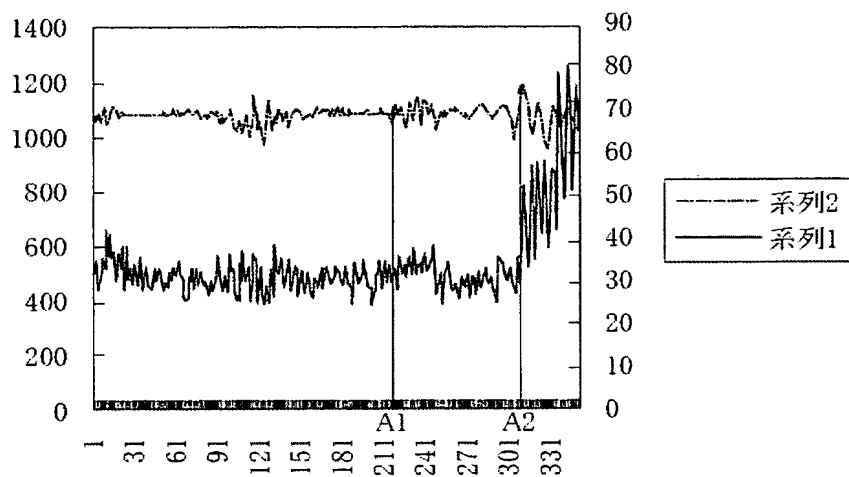
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 スパイラルを伴わないものは、放射線角が大きくなるに従って、再構成エラーがかなり大きくなる。たとえば、従来技術の一実施例では、放射線角は片側 9. 5 度であり、周辺での再構成エラーがかなり大きくなることが予想される。

【解決手段】 被検体に放射線を曝射する放射線発生源と、前記放射線中で人体を回転させる回転手段と、前記放射線を検出する 2 次元検出器とを有する放射線撮影装置において、前記放射線焦点から前記 2 次元検出器までの距離を概略 2 0 0 c m 以上とした。

【選択図】 図 1

特願 2 0 0 3 - 1 6 3 7 0 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 1 0 0 7 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 3 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号

氏 名

キャノン株式会社